

DOI 10.15826/urej.2020.4.4.002

УДК 681.536.5:681.515.8:681.518.3:615.471

Увлажнитель дыхательных смесей: ПИД-регуляция с использованием метода Циглера – Никольса

Д. А. Липчак¹✉, А. А. Душкина^{1, 2}, А. А. Чупов^{1, 2}¹ Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32² АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова», Россия, 620100, г. Екатеринбург, ул. Восточная, 33б

✉ lipchak@uomz.eu

Аннотация

Ввиду повсеместного распространения коронавирусной инфекции SARS-CoV-2, с начала 2020 г. значительно вырос спрос на наркозно-дыхательные аппараты, в частности на аппараты искусственной вентиляции легких, аппараты ингаляционной анестезии и кислородных ингаляторов. В состав таких аппаратов для респираторной поддержки должны входить специальные медицинские устройства, предназначенные для нагрева и повышения влагосодержания дыхательной смеси, поступающей пациенту от аппаратов респираторной терапии. Такие медицинские изделия принято называть увлажнителями дыхательных смесей. На территории АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» организовано производство увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВЛАР» – «УОМЗ» по ТУ 32.50.21-121-07539541-2018 с принадлежностями. В рамках проекта по модернизации увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВЛАР» – «УОМЗ» была реализована доработка блока электронных средств измерения аппарата. В частности, с целью повышения точности термостатирования нагревательного элемента изделия при нагревании до целевой температуры дыхательных смесей, силами конструкторского бюро медицинских изделий было модернизировано встроенное программное обеспечение, а именно реализован алгоритм устойчивого и стабильного ПИД-регулирования. В настоящей статье представлен обзор методов настройки реализованного ПИД-регулятора, обоснован выбор ПИД-регуляции с использованием настройки по методу Циглера – Никольса, а также результаты экспериментального подтверждения стабильности выбранного алгоритма.

Ключевые слова

ПИД-регулятор, ПИД-регулирование, метод Циглера – Никольса, термостат, увлажнитель, дыхательные смеси, ИВЛ

Для цитирования

Липчак Д. А., Душкина А. А., Чупов А. А. Увлажнитель дыхательных смесей: ПИД-регуляция с использованием метода Циглера – Никольса. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(4):376–317. DOI: 10.15826/urej.2020.4.4.002.

External humidifier for ventilator: PID control based on the Ziegler-Nichols method

D. A. Lipchak¹✉, A. A. Dushkina^{1, 2}, A. A. Chupov^{1, 2}

¹ Ural Federal University named after first President of Russia B.N. Yeltsin, 32 Mira Str., Ekaterinburg, 620002, Russia

² Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov”, 33 B Vostochnaya Str., Ekaterinburg, 620100, Russia

✉ lipchak@uomz.eu

Abstract

Due to the ubiquitous spread of SARS-CoV-2 coronavirus infection, the demand for anaesthesia and respiratory devices has significantly increased since the beginning of 2020. In particular, artificial ventilation devices, inhalation anaesthesia devices, or oxygen inhalers. The respiratory support devices must include special medical devices designed to heat and increase the moisture content of the respiratory mixture supplied to the patient from the respiratory therapy apparatus. These medical devices are known to as humidifiers. The production of a humidifier for breathing mixtures “TEVLAR” – “UOMZ” according to TU 32.50.21-121-07539541-2018 with accessories was organized in the territory of Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov”. The electronic measuring instruments unit of the device has been modified within the framework of the project for the modernization of the humidifier of breathing mixtures “TEVLAR” – “UOMZ”. In particular, in order to increase the accuracy of thermal stability of the heating element when heating the breathing mixtures to the target temperature, the software of the electronic measuring instruments unit was modernized by the Medical Devices Design Bureau, namely, the stable PID controller was implemented and tuned. Thus, this article provides an overview of the methods for tuning the PID controller, justifies the choice of PID tuning by the Ziegler-Nichols method and also provides the experimental results to confirm device operation stability.

Keywords

PID controller, PID control, Ziegler-Nichols method, thermostat, humidifier, breathing mixtures, mechanical ventilation

For citation

Lipchak D. A., Dushkina A. A., Chupov A. A. External humidifier for ventilator: PID control based on the Ziegler-Nichols method. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(4):376–317. DOI: 10.15826/urej.2020.4.4.002.

Введение

В нормальных условиях нос и верхние дыхательные пути нагревают и увлажняют вдыхаемый воздух, так что в легких условия остаются постоянными. Тепло и влага сохраняются во время выдоха, но при нормальных условиях ежедневно из легких теряется около 250 мл воды и 350 ккал тепла. Вода теряется в виде насыщенного пара в выдыхаемых газах, а тепло теряется, поскольку скрытая теплота испарения этой воды была взята из тела. Поскольку удельная теплоемкость воздуха мала, тепловые потери мало являются прямым результатом нагрева вдыхаемого воздуха.

Вдыхаемый воздух может иметь широкий диапазон температур и влажности, но альвеолярный газ полностью насыщен водяным паром при температуре тела. Следовательно, существует градиент между носовой частью и точкой, где газ достигает 37 °C и относительной влажности 100 % (44 мг/л), граница изотермического насыщения. Обычно он находится чуть ниже киля у взрослых и меняет свое положение с изменениями содержания тепла и влаги, а также дыхательного объема вдыхаемого газа. Над границей изотермического насыщения дыхательные пути действуют как противоточная система тепло- и влагообмена, чему способствует турбулентный поток газа; ниже этой точки уровни тепла и влажности остаются постоянными, а поток газа становится ламинарным. Таким образом, кондиционирование вдыхаемого газа зависит от его объема и состава и происходит внутри самих дыхательных путей [1].

Эндотрахеальная интубация обходит большую часть нормальных зон тепло- и влагообмена, что снижает их способность кондиционировать вдыхаемые газы, так что при вентиляции теряется больше тепла и влаги [2; 3]. Кроме того, поскольку граница изотермического насыщения смещается дальше по дыхательному дереву, уровни тепла и влажности в дыхательных путях изменяются, и изменяется легочная механика. В этих условиях вентиляция медицинским сжатым газом (МСГ), который подается пациенту при комнатной температуре, но имеет незначительное содержание воды, усугубляет ситуацию, смещая границу изотермического насыщения дальше по дыхательному тракту. И наоборот, вентиляция газами, искусственно нагретыми и насыщенными водяным паром, может сдвинуть границу изотермического насыщения в головную сторону, добавляя в систему тепло и воду и снова изменяя легочную функцию [4]. Для нагрева и повышения влагосодержания дыхательной смеси, поступающей пациенту от аппарата искусственной вентиляции легких, обычно применяются увлажнители.

Во время вентиляции с сухими газами из дыхательных путей происходит значительная потеря влаги, что приводит не только к потере тепла, но и к значительному снижению веса тела из-за обезвоживания. Обезвоживание дыхательных путей вызывает повреждение эпителия, особенно трахеи и верхних бронхов. Степень гистологического повреждения прямо пропорциональна продолжительности вентиляции сухими газами, а функциональное нарушение может проявиться в течение 10 минут [5].

Известно о нескольких гистологических поражениях: разрушение ресничек и повреждение слизистых желез; дезорганизация и уплощение псевдостратифицированного столбчатого эпителия и кубовидного эпителия; дезорганизация базальной мембраны; цитоплазматическая и ядерная дегенерация; шелушение клеток; изъязвление слизистой оболочки; деактивная гиперемия после повреждения [6].

Важнейшим результатом этих изменений является нарушение функции мукоцилиарного подъемника. Это приводит к задержке мокроты и ателектазу. Повреждение базальной мембраны вместе с потерей клеток приводит к снижению эластичности тканей с окончательным разрушением бронхиол, отеком слизистой оболочки и ателектазом [7]. Восстановление структуры и функции обратно пропорционально продолжительности вентиляции сухим газом; заживление повреждений ресничек занимает 2–3 дня, а восстановление полнослойных эпителиальных повреждений – 2–3 недели.

Смещение границы изотермического насыщения вниз при вентиляции сухими газами изменяет легочную механику, вызывая гипоксемию. Также наблюдается снижение функциональной остаточной емкости и статической податливости и увеличение разницы в напряжении кислорода в альвеолярных артериях; эти изменения отражают области ателектаза с внутрилегочным шунтированием [8]. При вентиляции сухим газом активность поверхностно-активного вещества снижается, что приводит к увеличению поверхностного натяжения. У чувствительных людей сухие газы действуют как сильнодействующий бронхоспазм, что еще больше ухудшает дыхательную функцию [9].

Увлажнение вдыхаемых газов снижает частоту послеоперационных легочных осложнений и увеличивает послеоперационное давление кислорода в артериальной крови. В этих исследованиях в качестве показателя послеоперационной заболеваемости использовались клинические, а также рентгенологические признаки. В других исследованиях не удалось показать разницу в частоте послеоперационных легочных осложнений между увлажненными и не увлажненными группами, но использова-

лись только рентгенологические признаки, которые обеспечивают менее чувствительный индекс [10; 11]. Чрезмерное искусственное увлажнение вдыхаемых газов может привести к ситуации столь же нефизиологической, как вентиляция сухими газами. Динамическое равновесие тепло- и влагообмена в верхних дыхательных путях заменяется более статичной средой и теплом.

Тепло может поступать в дыхательные пути, если вдыхаемые газы нагреваются до температуры выше температуры тела и насыщаются водяным паром. Может возникнуть нагревание слизистой или жжение, вызывающее отек легких и образование стриктур. Кроме того, поскольку тепло не может быть потеряно через легкие, может возникнуть гипертермия.

Поддержание точного баланса жидкости затрудняется из-за чрезмерного увлажнения вдыхаемых газов. Значительно сокращается не только незаметная потеря воды, но и добавление воды в организм, что приводит к отравлению водой. Сообщений о физиологических изменениях, происходящих из-за чрезмерного увлажнения вдыхаемых газов, немного, но были описаны следующие: дегенерация и сращение ресничек вторичных и периферических бронхов; неровности поверхности капельки слизи; повышенный объем выделений из-за снижения испарения [12]; повышенный объем секреции может превышать возможности мукоцилиарного подъемника; конденсация капель воды в дыхательных путях может заблокировать их, что приведет к ателектазу; капли воды могут вызвать охлаждение слизистой оболочки.

Чрезмерное увлажнение вдыхаемых газов приводит к снижению функциональной остаточной емкости и статической податливости вместе с артериальной гипоксемией. Считается, что эти изменения отражают ателектаз и внутрилегочное шунтирование. Активность поверхностно-активного вещества быстро снижается при чрезмерном увлажнении вдыхаемых газов, причем изменения более заметны, чем при недостаточном увлажнении. Это может быть результатом того, что ателектаз препятствует выработке или высвобождению сурфактанта; инактивация или вытеснение сурфактанта внутриальвеолярной жидкостью; или, возможно, разбавление поверхностно-активного вещества конденсированной водой [13]. Следует отметить, что при гипоксии необходимо обеспечивать достаточную концентрацию O_2 в дыхательной смеси и осуществлять постоянное мониторирование сатурации пациента, что может быть реализовано описанными методами [14–16].

Увлажнение вдыхаемых газов оптимально, когда граница изотермического насыщения возвращается в исходное положение, чтобы моделировать условия, которые обычно преобладают в ды-

хательных путях [17]. У человека температура во рту составляет приблизительно 32 °С, а средняя абсолютная влажность во рту, которая считается оптимальной, составляет 27,3 мг H₂O/л. Увлажнение вдыхаемых газов до этого уровня должно в большинстве случаев сохранить мукоцилиарную функцию и функцию легких [12]. Таким образом, увлажнители дыхательных смесей должны соответствовать целому ряду технических требований, регламентированных в нормативной документации [18], а также требованиям, основанных на собранном пользовательском опыте клинического использования для уже представленных на рынке медицинских изделий-аналогов.

Аппаратная значимость разработанного алгоритма заключается в быстрой и бюджетной адаптируемости программного решения при изменении схемотехнических узлов и компонентов, что особенно востребовано в условиях возможного дефицита комплектующих поставок из-за рубежа в связи с текущей эпидемиологической обстановкой, а также оставляет пространство для модернизации с учетом использования более актуальных компонентов и материалов.



Рис. 1. Увлажнитель дыхательных смесей «ТЕВЛАР»:

1 – блок управления; 2 – панель индикации и управления; 3 – кнопка-ограничитель; 4 – кнопка включения; 5 – камера увлажнителя; 6 – основание камеры увлажнителя; 7 – входной и выходной патрубки; 8 – трубка системы автозаполнения

Fig. 1. External humidifier TEVLAR manufactured by Urals Optical-Mechanical Plant (Yekaterinburg, Russia):

1 – control unit; 2 – display and control panel; 3 – limit button; 4 – power button; 5 – humidifier chamber; 6 – humidifier chamber base; 7 – inlet and outlet pipes; 8 – tube of auto-filling system

миологической обстановкой, а также оставляет пространство для модернизации с учетом использования более актуальных компонентов и материалов.

Материалы и методы

Увлажнитель дыхательных смесей «ТЕВЛАР» – «УОМЗ» по ТУ 32.50.21-121-07539541-2018 с принадлежностями производства АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» (Екатеринбург, Россия) (далее – увлажнитель дыхательных смесей «ТЕВЛАР»), выступающий в роли базового программно-аппаратного комплекса для экспериментальной отработки нового алгоритма ПИД-регулирования, предназначен для подогрева и увлажнения дыхательной смеси, поступающей пациенту от аппарата искусственной вентиляции легких (ИВЛ), аппарата ингаляционной анестезии (ИА) или кислородного ингалятора (рис. 1).

Основные требования, предъявляемые к прибору в эксплуатации, заключаются в следующем:

1. Прибор должен обеспечивать автоматическое поддержание выбранных врачом параметров температуры и влажности дыхательной смеси на выходе подающего шланга (у пациента) в широком диапазоне минутной вентиляции.
2. Каналы регулирования температуры и влагосодержания дыхательной смеси должны быть автономны.
3. Прибор должен обеспечивать индикация на цифровом табло задаваемой и измеренной температуры на выходе подающего шланга.
4. Необходимо наличие сигнализации о перегреве дыхательной смеси и нарушениях в работе.
5. Простое обслуживание, небольшие размеры и масса для эффективного применения совместно с любыми аппаратами ИВЛ, ИА и кислородными ингаляторами.

Принципиальные структурные особенности необходимые для разработки ПИД регулятора показаны на рис. 2.

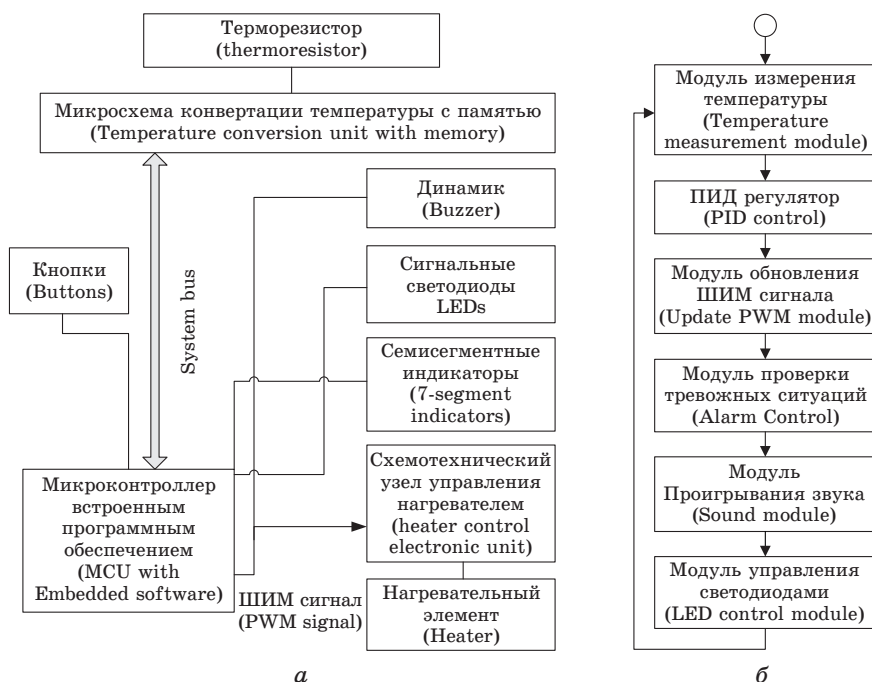


Рис. 2. Принципиальная схема устройства в части разрабатываемого встроенного программного обеспечения устройства – *а*, обобщенный алгоритм разрабатываемого ПО с ПИД регулятором – *б*

Fig. 2. (a) Principal structure of the device related to proposed embedded program structure, general algorithm of the proposed embedded program with PID regulator is shown on (b)

Постановка задачи

С целью модернизации текущего увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВЛАР», в частности повышения точности термостатирования нагревательного элемента изделия при нагревании до целевой температуры, необходимо выбрать оптимальный метод настройки ПИД-регулятора, внедрить его в программное обеспечение, а также экспериментально подтвердить устойчивость системы при длительной работе при различных эксплуатационных условиях. При разработке алгоритма следует учитывать:

- возможности программируемого контроллера Atmel Atmega32A, а именно ограниченный ресурс памяти;
- особенности существующего аппаратного решения при управлении нагревателем – в изделии реализована схема симисторная схема управления нагревателем с переключением при переходе через нулевое напряжение, что накладывает ограничения на форму управляющего импульсного сигнала с микроконтроллера;
- требования нормативной документации по безопасности системы – отклонение температуры после выхода на режим не должно превышать $1,0^{\circ}\text{C}$, на нагреватель не должно подаваться питание при возникновении тревожной ситуации (превышение температуры, неисправность измерительного узла и пр.).

Ниже приведен перечень методов, потенциально применимых для решения поставленной задачи.

1. Метод масштабирования. К условно беспоисковым методам можно отнести метод масштабирования. Его основная идея состоит в использовании уже имеющейся информации об эталонной системе автоматического регулирования (САР) с другим объектом управления, но с тем же регулятором, что и в настраиваемой замкнутой САР [19]. Алгоритм метода масштабирования заключается в следующем: аппроксимация эталонного и действительного объектов управления математической моделью; введение искусственной системы координат и определение масштабных коэффициентов, связывающих между собой координаты реальной и искусственной систем; перевод эталонных настроек регулятора из искусственной системы координат в реальную с помощью ранее определенных масштабных коэффициентов. При аппроксимации необходимо определить значения параметров, при которых модель наиболее точно описывает начальные участки переходных характеристик рабочего и эталонного объектов управления [20]. Аппроксимацию можно выполнять различными методами. Например, методом наименьших квадратов (МНК), графическим способом и с помощью специа-

лизированных программ. Источником неоднозначности реализации ММ является возможность использования математических моделей различного типа [21].

Основным недостатком данного метода является необходимость наличия библиотеки эталонных САР. Но при имеющейся базе профессиональный наладчик может выбрать наиболее предпочтительный характер управления для своего оборудования, что безусловно является полезным свойством метода. Универсальность ММ в отношении законов регулирования также является еще одним достоинством ММ.

2. Метод многомерного сканирования Ю. Н. Вишняковой. Суть метода многомерного сканирования заключается в последовательном переборе точек в пространстве параметров настройки с фиксированным шагом и вычислении в каждой точке критерия оптимальности и проверке ограничений на запас устойчивости системы по всем контурам. Затем из полученного массива настроек выбираются значения, при которых достигается наименьший минимум. Эти настройки и будут являться оптимальными. Метод многомерного сканирования требует большого объема расчетов (особенно, когда речь идет о поиске глобального минимума в многоэкстремальных задачах) в связи с необходимостью многократного повторения расчетов по одному и тому же алгоритму. Большое количество итераций является его основным недостатком [22].

3. Метод Циглера – Никольса. Наиболее известным является метод Циглера – Никольса, его идея состоит в следующем. Для начала необходимо выставить время интегрирования и дифференцирования на ноль. Затем необходимо постепенно увеличивать коэффициент передачи до тех пор, пока в контуре системы не возникнут колебания с четко определяемой степенью затухания (можно добиться незатухающих колебаний) [23]. Полученное значение коэффициента передачи зафиксировать и по графику переходного процесса определить период автоколебаний. Далее необходимо найти параметры настройки регулятора по эмпирическим формулам (см. табл. 1) [24; 25]:

$$Q = K'_p \left(err + K_d \cdot \frac{1}{T_n} \cdot \int err dt - T_v \cdot \frac{dx}{dt} \right), \quad (1)$$

где t – время, x – измеряемая величина, err – ошибка рассогласования, Q – величина управляющего воздействия, K'_p , T_n , T_v – пропорциональный, интегральный и дифференциальный множитель.

Метод Циглера – Никольса хорошо применим для хорошо управляемых, быстрых объектов.

Таблица 1. Эмпирические формулы подбора коэффициентов по методу Циглера – Никольса

Table 1. Empirical formulae for adjust the regulator's coefficients by the Ziegler – Nichols method

Структура регулятора (Regulator structure)	Параметры регулирования (Regulator parameters)
Пропорциональный (Proportional)	$K'_p = K_{pc} / 0,5$
Пропорционально – интегральный (Proportional integral)	$K'_p = K_{pc} / 0,45$ $T_n = 0,83 T_k$
ПИД (PID)	$K'_p = K_{pc} / 0,6$ $T_n = 0,5 T_k$ $T_v = 0,125 T_k$

Примечание: K_{pc} – критический пропорциональный коэффициент, при котором возникают незатухающие колебания, T_k – период незатухающих колебаний, K'_p , T_n , T_v – пропорциональный, интегральный и дифференциальный множитель в непрерывной формуле регулятора (1).

Note: K_{pc} – critical proportional coefficient which provides the constant amplitude fluctuations, T_k – constant amplitude fluctuations period, K'_p , T_n , T_v – proportional, integral and differential factors in the known formula (1).

4. Метод Чина – Хронеса – Ресвика. Метод Чина – Хронеса – Ресвика является модифицированным методом Циглера – Никольса. Он позволяет получить больший запас устойчивости, т. е. сократить время настройки, но коэффициент передачи будет меньше, чем у Циглера – Никольса. Настройки по Чину – Хронесу – Ресвику требуют подстройки преимущественно дифференциальной составляющей.

Подробного описания данного метода приводить не будем, отметим лишь его достоинства и недостатки. Преимуществами являются простота определения настроек и меньшее время настройки. Недостатками, как и в методе Циглера – Никольса, являются неполнота информации о запасе устойчивости системы, который определяет надежность работы регулятора, и приближенная настройка [26]. Так как в реализованном техническом решении подстройка дифференциальной составляющей не потребовалась, как показано далее, предпочтение было отдано более простому методу Циглера – Никольса.

5. Адаптивный метод автоколебаний В. Я. Ротача. Опишем процедуру адаптации по частотным характеристикам системы методом автоколебаний. При настройке регулятора уже после первого вывода системы на границу устойчивости производится аппроксимация КЧХ реального объекта характеристикой настраиваемой модели объекта с заранее подобранной структурой, по которой производится расчет оптимума настройки регулятора. После этого система выводится на границу устойчивости. Данная процедура повторяется до тех пор, пока не будут

получены совпадающие на очередных шагах результаты. Вывод системы на границу устойчивости является довольно опасной процедурой, данная проблема может быть устранена путем включения в контур регулирования на время настройки двухпозиционного реле. Это приведет к возникновению устойчивых незатухающих колебаний, исследование которых удобно производить методом гармонического баланса (если колебания на входе релейного элемента окажутся близкими к синусоидальным). Отрицательным моментом данного метода является итерационная многошаговая процедура движения к оптимуму. Также на время настройки происходит ухудшение регулирующих свойств регулятора, т.е. данный метод можно применять тогда, когда на объект в процессе настройки не действуют существенные возмущения [27].

В ходе анализа существующих методов параметрической оптимизации было принято выбрать метод Циглера – Никольса ввиду простоты его программной реализации, отсутствии необходимости производить измерения временных характеристик при помощи сторонних приборов, а также ограниченного ресурса памяти выбранного микроконтроллера.

Результаты

Основная логика работы управляющей программы увлажнителя дыхательных смесей ТЕВЛАР состоит в срабатывании счетчика системного времени), который инкрементируется по прерыванию, возникающему с заданной частотой (прерывание сравнения регистра 16-битного аппаратного таймера). Модуль программных таймеров позволяет создать программный таймер, который будет исполнять подпрограмму (Callback) при достижения заданного для этого таймера индивидуального количества отсчета таймера системного времени. Таким образом, в основном цикле выполнения программы выполняется только проверка программных таймеров.

Следует отметить, что данная архитектура позволяет имитировать многозадачность, а самое главное – минимизировать количество прерываний в системе и часто связанных с работой прерываний проблем.

Подпрограмма ПИД-регулирования вызывается с периодом 1 секунда, притом измерение входящих данных температуры осуществляется перед срабатыванием подпрограммы ПИД регулирования с периодом менее 1 секунды.

Опираясь на подобранный критический пропорциональный коэффициент $K_{pc} = 26$, подобранный по методу Циглера – Никольса, в результате проведенных экспериментальных работ

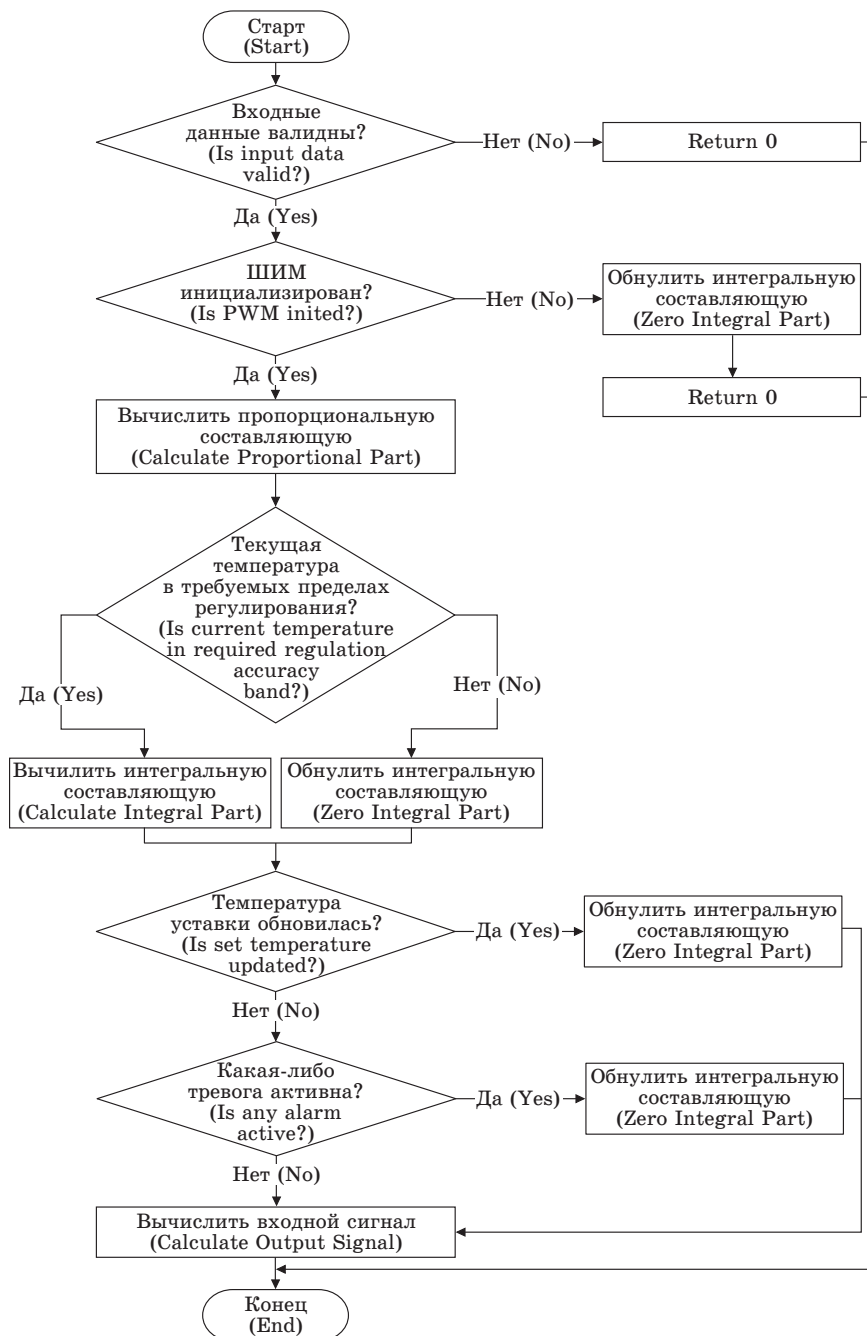


Рис. 3. Блок-схема разработанного алгоритма ПИД-регуляции методом Циглера – Никольса

Fig. 3. Block diagram of the developed PID control algorithm by the Ziegler-Nichols method

по подбору коэффициентов, следующие значения коэффициентов ПИД-регулятора показали наиболее устойчивую работу системы:

$$K_p = 13, K_d = 0, K_i = 0,02,$$

где K_p – пропорциональный коэффициент, K_d – дифференциальный коэффициент, K_i – интегральный коэффициент в известной рекуррентной схеме ПИД регулятора :

$$Q_n = K_p \cdot err_n + K_d \cdot (err_n - err_{n-1}) + K_i \cdot \sum_{i=0}^n (err_i), \quad (2)$$

где Q – величина управляющего воздействия, err – отклонение измеренной величины от установленного значения, n – дискретные отчеты времени.

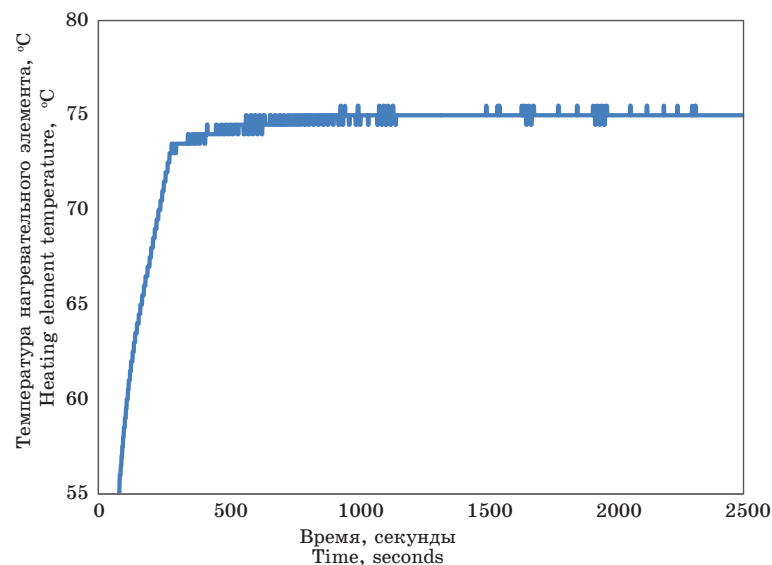
Тем не менее использование метода настройки Циглера – Никольса позволило сократить время разработки, а также реализовать устойчивую систему регулирования при использовании всего 8 кбайт памяти микроконтроллера.

Как показано на блок-схеме работы подпрограммы, приведенной на рис. 3, для корректной работы системы по итогам проведенных опытов в работу регулятора потребовалось ввести ряд ограничений, а именно:

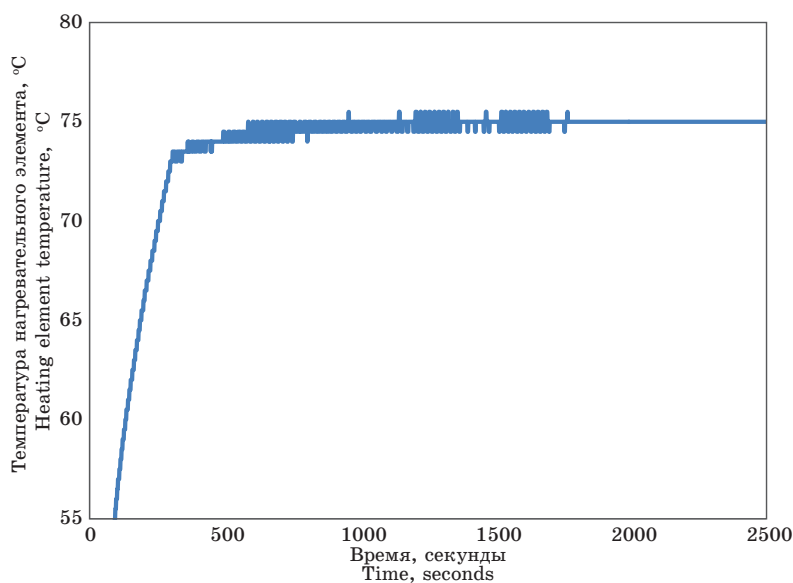
- обнуление интегральной составляющей при смене температуры установки;
- обнуление интегральной составляющей при выходе температуры за границы разрешенного диапазона регулирования;
- обнуление интегральной составляющей при переинициализации работы нагревателя в случае возникновения ситуации некорректной работы устройства.

Разработанный алгоритм был апробирован на макетном образце модифицированного увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВ-ЛАР» при подаче постоянных потоков сжатых газов в дыхательный контур, а также совместно с наркозно-дыхательным аппаратом МАИА, производства АО ПО УОМЗ, опытных аппаратов искусственной вентиляции легких SLE6000, результаты валидации ПИД-регуляции нагревательного элемента аппарата представлены на рис. 4. Была достигнута требуемая точность регуляции $\pm 1,0$ °C.

Стабильность работы регулятора подтверждена многочасовыми испытаниями на бесперебойную работу в условиях использования различных настроек минутной вентиляции и частоты дыхания подключенных аппаратов, различных установленных значениях температуры нагревательного элемента устройства [28].



a



б

Рис. 4. Зависимость температуры нагревательного элемента увлажнителя дыхательных смесей от времени: *a* – при постоянном потоке 20 литров в минуту; *б* – при постоянном потоке 50 литров в минуту, стандартное отклонение показано серым

Fig. 4. Influence of the temperature of the heating element of the humidifier on time: (*a*) at a constant flow of 20 liters per minute; (*b*) at a constant flow of 50 liters per minute, the standard deviation is shown in gray

Заключение

В настоящей статье произведен обзор методов подбора коэффициентов ПИД-регуляции, применимых для термостатирования нагревательного элемента увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВЛАР», а также программно реализовано ПИД-регулирование с применением метода Циглера – Никольса для модифицированного макетного образца увлажнителя дыхательных смесей «ТЕВЛАР». Следует отметить, что на этапе макетного моделирования достигнутая точность ПИД-регуляции является приемлемой и будет доработана на этапе опытного проектирования.

Проведенные опыты показали, что использование программных алгоритмов ПИД регуляции при условии соблюдения обозначенных выше ограничений, достаточно для реализации класса медицинских увлажнителей, совместимых с реальной работой современных аппаратов респираторной поддержки, в сжатый период разработки и с использованием минимальных аппаратных возможностей.

Список литературы

1. Симаков С. С., Холодов А. С. Численное исследование содержания кислорода в крови человека при низкочастотных воздействиях. *Математическое моделирование*. 2008;20(4):87–102. Режим доступа: <http://www.mathnet.ru/links/fb6b5cef9d03c732102ce9493c41c906/mm2385.pdf>
2. Якушенко Н. Л., Нагобаде Д. Т., Копейка У. Э., Михельсон М. О. Изменение активности α -амилазы слюны, как индикатор адренергической активности во время ларингоскопии и интубации трахеи. *Анестезиология и реаниматология*. 2011;(3):29–33.
3. Дунц П. В., Ли О. Е., Шуматов В. Б. Оценка показателей клеточных медиаторов локального воспаления подсвязочного пространства трахеи при эндотрахеальной анестезии. *Анестезиология и реаниматология*. 2019;4:38–42. DOI: 10.17116/anaesthesiology201904138.
4. Малявин А. Г., Адашева Т. В., Бабак С. Л., Губернаторова Е. Е., Уварова О. В. Медицинская реабилитация больных, перенесших COVID-19 инфекцию. Методические рекомендации. *Терапия*. 2020;6(S5):1–48.
5. Lewis B. W., Patial S., Saini Y. Immunopathology of airway surface liquid dehydration disease. *Journal of Immunology Research*. 2019;2180409. DOI: 10.1155/2019/2180409.
6. Wang X., Gong J., Zhu J., Jin Z., Gao W. Alpha 1-antitrypsin for treating ventilator-associated lung injury in acute respiratory distress syndrome rats. *Experimental Lung Research*. 2019;45(7):209–219. DOI: 10.1080/01902148.2019.1642968.
7. Haziot N., Ibrahim M., Zhu K., Thevenin C.P., Hardy S., Gonzalez-Bermejo J. Impact of leaks and ventilation parameters on the efficacy

of humidifiers during home ventilation for tracheostomized patients: a bench study. *BMC Pulmonary Medicine*. 2019;19(1):1–8. DOI: 10.1186/s12890-019-0812-z.

8. Pisani L., Vega M.L. Use of nasal high flow in stable COPD: rationale and physiology. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. 2017;14(3):346–350. DOI: 10.1080/15412555.2017.1315715.

9. Dammann C., Mahnken R. Simulation of a resin transfer molding process using a phase field approach within the theory of porous media. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2019;120:147–160.

10. Doctor T. N., Foster J. P., Stewart A., Tan K., Todd D. A., McGrory L. Heated and humidified inspired gas through heated humidifiers in comparison to non-heated and non-humidified gas in hospitalised neonates receiving respiratory support. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2017;(2):CD012549. DOI: 10.1002/14651858.CD012549.

11. Shioji N., Kanazawa T., Iwasaki T., Shimizu K., Suemori T., Kawase H., et.al. Incidence of Pulmonary Complications with the Prophylactic Use of High-flow Nasal Cannula after Pediatric Cardiac Surgery: Prophylactic HFNC Study Protocol. *Acta Medica Okayama*. 2018;72(2):193–196. DOI: 10.18926/AMO/55862.

12. Ярощечкий А. И., Власенко А. В., Грицан А. И., Киров М. Ю., Колесниченко А. П., Лебединский К. М., Николаенко Э. М., Проценко Д. Н. Применение неинвазивной вентиляции легких (второй пересмотр). Клинические рекомендации Общероссийской общественной организации «Федерация анестезиологов и реаниматологов». *Анестезиология и реаниматология*. 2019;(6):5–19. DOI: 10.17116/anaesthesiology20190615.

13. Величковский Б. Т. Молекулярные механизмы нарушения газообменной функции легких на Крайнем Севере. *Пульмонология*. 2020;(4):61–64. DOI: 10.18093/0869-0189-2005-0-4-61-64.

14. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D. Reflection Coefficient in Pressure Pulse of Human Blood Flow. In: *2020 13th International Conference on Communications (COMM) (Bucharest, June 18–20, 2020)*. Bucharest: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 65–68.

15. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D., Dorosinsky L. G. Blood Mixers for Transfusion Therapy: Photoplethysmogram application for blood velocity determination. In: *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (Bari, June 1, 2020 – July 1, 2020)*. Bari: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 1–6.

16. Negodyaev K. E., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dorosinsky L. G. Overview of Blood Mixers for Transfusion Therapy: Characteristics, Features, and Development Potential. In: *2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBREIT) (Yekaterindurg, May 14–15, 2020)*. Yekaterindurg: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 109–112.

17. Власенко А. В., Корякин А. Г., Евдокимов Е. А., Еремин Д. А. Защита верхних дыхательных путей пациента в условиях респираторной поддержки: современное состояние вопроса. *Медицинский алфавит*. 2019;1(16):30–36. DOI: 10.33667/2078-5631-2019-1-16(391)-30-36.

18. Ишмухаметова Р. И. Устройство индикации параметров приборов, осуществляющих подачу газовой смеси в легкие человека. *Формы молодых ученых*. 2019;(12):321–323.

19. Gun-Baek S. O. EA-based design of a nonlinear PID controller using an error scaling technique. *Studies in Informatics and Control*. 2019;28(3):279–288. DOI: 10.24846/v28i3y201904.

20. Dadfar S., Wakil K., Khaksar M., Rezvani A., Miveh M. R., Gandomkar M. Enhanced control strategies for a hybrid battery/photovoltaic system using FGS-PID in grid-connected mode. *International Journal of Hydrogen Energy*. 2019;44(29):14642–14660.

21. Chuahy F. D., Olk J., DelVescovo D., Kokjohn S. L. An engine size-scaling method for kinetically controlled combustion strategies. *International Journal of Engine Research*. 2020;21(6):927–947. DOI: 10.1177/1468087418786130.

22. Ротач, В. Я., Вишнякова, Ю. Н. Расчет систем регулирования с двумя вспомогательными регулируемыми величинами. *Теплоэнергетика*. 2006;(2):40–47.

23. Chia K. S. Ziegler-nichols based proportional-integral-derivative controller for a line tracking robot. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*. 2018;9(1):221–226. DOI: 10.11591/ijeecs.v9.i1.pp221-226.

24. Vorobyov V. Y., Sablina G. V. Calculation and Optimization of Parameters of the Discrete PID-controller by the Ziegler-Nichols Method. *Automatics & Software Enginery*. 2019;1(27):7.

25. Lee S. The modified Ziegler-Nichols method for obtaining the optimum PID gain coefficients under quadcopter flight system. *Journal of the Korea Convergence Society*. 2020;11(11):195–201.

26. Безхмельнов В. Д., Солнцев В. И., Сухов Ж. С. Использование методов настройки и автоподстройки систем автоматического управления температурой на основе программируемого логического контроллера фирмы B&R. *Инженерный вестник*. 2017;(5):16–25. Режим доступа: <http://ainjournal.ru/doc/858765.html>

27. Ротач В. Я., Зверьков В. П., Кузищин В. Ф. Автоматизация проектирования и настройки систем регулирования в составе распределенных АСУ ТП. *Теплоэнергетика*. 1998;(10):20–27.

28. Гераськин И. В., Гераськин В. А., Гераськина Н. В. Определение накопления конденсата по регистрации уровня шума в дыхательном контуре аппаратов искусственной вентиляции легких. *Вестник Российской военно-медицинской академии*. 2020;71(3):123–126. DOI: 10.17816/brmma50547.

References

1. Simakov S. S., Kholodov A. S. Computational study of oxygen concentration in human blood under the low-frequency disturbances.

Mathematical Models and Computer Simulations. 2009;1(2):283–295. DOI: 10.1134/S2070048209020112.

2. Yakushenko N. L., Kopeika U. E., Nagobade D., Mihelson M. O. Changes of salivary alpha amylase as an indicator of adrenergic activity in response to laryngoscopy and endotracheal intubation. *Anesteziologiya i reanimatologiya = Russian Journal of Anaesthesiology and Reanimatology*. 2011;(3):29–33. (In Russ.)

3. Dunts P. V., Li O. E., Shumatov V. B. Analysis of cellular mediators of local inflammation of subglottic space using endotracheal anesthesia. *Anesteziologiya i reanimatologiya = Russian Journal of Anaesthesiology and Reanimatology*. 2019;4:38–42. (In Russ.) DOI: 10.17116/anaesthesiology201904138.

4. Malyavin A G., Adasheva T. V., Babak S. L., Gubernatorova E. E., Uvarova O. V. Medical rehabilitation of COVID-19-survived patients. Methodological recommendations. *Terapiya = Therapy*. 2020;6(5 Suppl.):1–48. (In Russ.)

5. Lewis B. W., Patial S., Saini Y. Immunopathology of airway surface liquid dehydration disease. *Journal of Immunology Research*. 2019;2180409. DOI: 10.1155/2019/2180409.

6. Wang X., Gong J., Zhu J., Jin Z., Gao W. Alpha 1-antitrypsin for treating ventilator-associated lung injury in acute respiratory distress syndrome rats. *Experimental Lung Research*. 2019;45(7):209–219. DOI: 10.1080/01902148.2019.1642968.

7. Haziot N., Ibrahim M., Zhu K., Thevenin C.P., Hardy S., Gonzalez-Bermejo J. Impact of leaks and ventilation parameters on the efficacy of humidifiers during home ventilation for tracheostomized patients: a bench study. *BMC Pulmonary Medicine*. 2019;19(1):1–8. DOI: 10.1186/s12890-019-0812-z.

8. Pisani L., Vega M.L. Use of nasal high flow in stable COPD: rationale and physiology. *COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. 2017;14(3):346–350. DOI: 10.1080/15412555.2017.1315715.

9. Dammann C., Mahnken R. Simulation of a resin transfer molding process using a phase field approach within the theory of porous media. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*. 2019;120:147–160.

10. Doctor T. N., Foster J. P., Stewart A., Tan K., Todd D. A., McGrory L. Heated and humidified inspired gas through heated humidifiers in comparison to non-heated and non-humidified gas in hospitalised neonates receiving respiratory support. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2017;(2):CD012549. DOI: 10.1002/14651858.CD012549.

11. Shioji N., Kanazawa T., Iwasaki T., Shimizu K., Suemori T., Kawase H., et al. Incidence of Pulmonary Complications with the Prophylactic Use of High-flow Nasal Cannula after Pediatric Cardiac Surgery: Prophylactic HFNC Study Protocol. *Acta Medica Okayama*. 2018;72(2):193–196. DOI: 10.18926/AMO/55862.

12. Yaroshetsky A. I., Vlasenko A. V., Gritsan A. I., Kirov M. Yu., Kolesnichenko A. P., Lebedinsky K. M., Nikolaenko E. M., Protsenko D. N. Non-invasive respiratory support (the second edition). Clinical

guidelines of the Federation of Anesthesiologists and Reanimatologists of Russia. *Anesteziologiya i reanimatologiya = Russian Journal of Anaesthesiology and Reanimatology*. 2019;(6):5–19. DOI: 10.17116/anaesthesiology20190615.

13. Velichkovsky B. T. Molecular mechanisms of gas exchange disorders in the lung at the Extreme North. *Pulmonologiya = Russian Pulmonology Journal*. 2005;(4):61–64. (In Russ.) DOI: 10.18093/0869-0189-2005-0-4-61-64.

14. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D. Reflection Coefficient in Pressure Pulse of Human Blood Flow. In: *2020 13th International Conference on Communications (COMM) (Bucharest, June 18–20, 2020)*. Bucharest: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 65–68.

15. Evdochim L., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dobrescu D., Dorosinsky L. G. Blood Mixers for Transfusion Therapy: Photoplethysmogram application for blood velocity determination. In: *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA) (Bari, June 1, 2020 – July 1, 2020)*. Bari: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 1–6.

16. Negodyaev K. E., Zhdanov A. E., Borisov V. I., Dorosinsky L. G. Overview of Blood Mixers for Transfusion Therapy: Characteristics, Features, and Development Potential. In: *2020 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT) (Yekaterindurg, May 14–15, 2020)*. Yekaterindurg: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2020. P. 109–112.

17. Vlasenko A. V., Koryakin A. G., Evdokimov E. A., Eryomin D. A. Protection of upper respiratory tract of patient in conditions of respiratory support: current state of issue. *Medicinskij alfavit = Medical alphabet*. 2019;1(16):30–36. (In Russ.) DOI: 10.33667/2078-5631-2019-1-16(391)-30-36.

18. Ishmukhametova R. I. Device for indicating parameters of instruments carrying out the gas mixture to light persons. *Forum molodykh uchenykh* 2019;(12):321–323. (In Russ.)

19. Gun-Baek S. O. EA-based design of a nonlinear PID controller using an error scaling technique. *Studies in Informatics and Control*. 2019;28(3):279–288. DOI: 10.24846/v28i3y201904.

20. Dadfar S., Wakil K., Khaksar M., Rezvani A., Miveh M. R., Gandomkar M. Enhanced control strategies for a hybrid battery/photovoltaic system using FGS-PID in grid-connected mode. *International Journal of Hydrogen Energy*. 2019;44(29):14642–14660.

21. Chuahy F. D., Olk J., DelVescovo D., Kokjohn S. L. An engine size-scaling method for kinetically controlled combustion strategies. *International Journal of Engine Research*. 2020;21(6):927–947. DOI: 10.1177/1468087418786130.

22. Rotach V. Ya., Vishnyakova Yu. N. Calculation of regulation systems with two auxiliary controlled variables. *Thermal Engineering*. 2006;53(2):120–127. DOI: 10.1134/S004060150602008X.

23. Chia K. S. Ziegler-nichols based proportional-integral-derivative controller for a line tracking robot. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*. 2018;9(1):221–226. DOI: 10.11591/ijeecs.v9.i1.pp221-226.

24. Vorobyov V. Y., Sablina G. V. Calculation and Optimization of Parameters of the Discrete PID-controller by the Ziegler-Nichols Method. *Automatics & Software Enginery*. 2019;1(27):7.

25. Lee S. The modified Ziegler-Nichols method for obtaining the optimum PID gain coefficients under quadcopter flight system. *Journal of the Korea Convergence Society*. 2020;11(11):195–201.

26. Bezhmelnov V. D., Solntsev V. I., Sukhov Zh. S. The use of tuning and auto-tuning methods for automatic temperature control systems based on a programmable logic controller from B&R. *Inzhenernyi vestnik = Engineering Bulletin*. 2017;(5):16–25. (In Russ.) Available at: <http://ainjournal.ru/doc/858765.html>

27. Rotach V. Ya., Zverkov V. P., Kuzishchin V. F. Automation of the design and adjustment of distributed process control systems. *Thermal Engineering*. 1998;45(10):814–821.

28. Geraskin I. V., Geraskin V. A., Geraskina N. V. Determination of the level of condensate by recording the noise level in the respiratory circuit of mechanical ventilation devices. *Vestnik Rossiiskoi voenno-meditsinskoi akademii = Bulletin of the Russian Military Medical Academy*. 2020;71(3):123–126. (In Russ.) DOI: 10.17816/brmma50547.

Информация об авторе

Липчак Дарья Александровна, инженер-программист конструкторского бюро медицинских изделий АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» (Екатеринбург, Россия), магистр по специальности «Электроника и телекоммуникации» (выдан Ляонинским политехническим университетом (Цзиньчжоу, КНР)).

Душкина Анна Андреевна, магистрант департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б. Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия), инженер конструкторского бюро медицинских изделий АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» (Екатеринбург, Россия).

Чупов Алексей Александрович, аспирант департамента радиоэлектроники и связи, Уральский федеральный университет им. первого Президента России Б. Н. Ельцина (Екатеринбург, Россия), главный конструктор конструкторского бюро медицинских изделий АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова» (Екатеринбург, Россия).

Information about the authors

Daria A. Lipchak, Software Engineer, Medical Devices Research and Development Bureau, Joint Stock Company “Production Association

“Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov” (Yekaterinburg, Russia); Master in Electronics and Telecommunications, Liaoning University of Science and Technology (China).

Anna A. Dushkina, Master’s Degree Student, Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Russia; Engineer, Medical Devices Research and Development Bureau, Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov” (Yekaterinburg, Russia).

Alexey A. Chupov, PhD student, Engineering School of Information Technologies, Telecommunications and Control Systems, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Russia; Chief Designer, Medical Devices Research and Development Bureau, Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov” (Yekaterinburg, Russia).

Поступила / Received: 10.12.2020

Принята в печать / Accepted: 28.12.2020